



UNIVERSIDAD DE SEVILLA

FACULTAD DE FARMACIA

TRABAJO FIN DE GRADO

**“LA AGUDEZA VISUAL. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA
ACERCA DE SU MEDIDA, FUENTES DE ERROR Y
ESTANDARIZACIÓN”**

PRESENTADO POR ANDREA SÁNCHEZ MARTÍN

SEVILLA, 3 DE JULIO DE 2017



UNIVERSIDAD DE SEVILLA

FACULTAD DE FARMACIA

TRABAJO DE FIN DE GRADO

GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

**“LA AGUDEZA VISUAL. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA ACERCA DE SU MEDIDA,
FUENTES DE ERROR Y ESTANDARIZACIÓN”**

Andrea Sánchez Martín

Universidad de Sevilla (Facultad de Farmacia): Sevilla a 3 de Julio 2017.

Departamento: Óptica

Tutor: Inmaculada López Izquierdo

Tipología del proyecto: Bibliográfica

RESUMEN

La agudeza visual es la capacidad para discernir entre dos puntos cercanos en el espacio y separados entre sí por un ángulo determinado. Es una prueba clave en cualquier gabinete optométrico que se lleva midiendo desde la época de los persas. Con ella se extrae información sobre el estado refractivo del ojo, la opacidad de sus medios y su estado funcional, por lo que es vital para el control de enfermedades. El diseño del optotipo y de la puntuación de agudeza visual es diferente dentro del ámbito clínico con respecto al campo de la investigación. Estas diferencias además de los propios errores de cada procedimiento llevan a medidas de agudezas visuales inexactas.

Los objetivos de este trabajo de carácter bibliográfico serán analizar y comparar técnicas usadas actualmente, tanto en la práctica clínica diaria como en investigación, además de algunas soluciones que se plantean para solventar sus errores, hasta determinar la metodología más estándar. Para ello, se realizó una búsqueda bibliográfica de aquellos artículos que incluían palabras claves como: “agudeza visual”, “cartas”, “detección de agudeza visual” y “optotipo”.

A través de los resultados obtenidos en esta búsqueda, se concluyó que el procedimiento realizado en investigación para obtener la agudeza visual es el más fiable de todos, aunque su realización necesite de un tiempo mayor. Las nuevas técnicas disminuyen el margen de error que provoca la metodología usada en la práctica clínica diaria, acercándose a los valores obtenidos en el entorno de la investigación.

ABSTRACT

Visual acuity is the ability to discern between two near points in the area and separated from each other by a given angle. It is an important test in any optometry office that has been measuring since the Persian time. The ocular refractive condition, the opacity of parts of the eye and the ocular functioning are deducted by it, so that, it is vital for the control of diseases. The optotype and the visual acuity scoring are different in the clinical field in relation to the research area. These differences and the error of each procedure cause inaccurate measures of visual acuity.

The aims of this bibliographic work will be to analyze and compare techniques currently used, both in daily clinical practice and in research, besides some solutions that are proposed to solve their errors, until determining the most standard methodology. Because of this, a bibliographic search was done of those articles that include keywords like: “visual acuity”, “chart”, “visual acuity detection” and “optotype”.

Through the results obtained in this search, it was concluded that the procedure performed in research to obtain visual acuity scores is the most reliable, although its realization needs a greater time. The new techniques reduce the margin of error caused by the methodology used in daily clinical practice, approaching the values obtained in the research field.

ÍNDICE

RESUMEN	I
ABSTRACT	II
ÍNDICE	III
I. INTRODUCCIÓN.....	1
I.1. DEFINICIÓN DE AGUDEZA VISUAL.....	1
I.2. ANTECEDENTES HISTÓRICOS	1
I.3. DISEÑO DE OPTOTIPOS.....	2
I.3.1 OPTOTIPO DE SNELLEN	2
I.3.2 OPTOTIPO DE BAILEY-LOVIE	3
I.3.3 PROPUESTA DEL NATIONAL ACADEMY OF SCIENCE/NATIONAL RESEARCH COUNCIL	4
I.3.4 OPTOTIPO DEL EARLY TREATMENT DIABETIC RETINOPATHY STUDY	4
I.3.5 OTROS TIPOS DE OPTOTIPOS	5
I.4. ASIGNACIÓN DE LA AGUDEZA VISUAL.....	6
I.4.1 ESCALAS DE MEDIDAS	6
I.4.2 PUNTUACIÓN DE LA AGUDEZA VISUAL.....	7
I.5. AGUDEZA VISUAL DE CERCA	8
II. OBJETIVOS	9
III. MATERIALES Y MÉTODO.....	10
IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	11
IV.1. TOMA DE AGUDEZA VISUAL EN LA PRÁCTICA CLÍNICA DIARIA.....	11
IV.1.1 OPTOTIPOS	11
IV.1.2 PUNTUACIÓN DE LA AGUDEZA VISUAL.....	13
IV.2. TOMA DE AGUDEZA VISUAL EN INVESTIGACIÓN.....	14
IV.2.1 OPTOTIPOS	14
IV.2.2 PUNTUACIÓN DE LA AGUDEZA VISUAL.....	16

IV.3. SOLUCIONES QUE SE PLANTEAN	16
IV.3.1 CREACIÓN DE NUEVOS OPTOTIPOS	17
IV.4. VALORACIÓN FINAL.....	24
V. CONCLUSIONES.....	26
VI. BIBLIOGRAFÍA	27

I. INTRODUCCIÓN

I.1 DEFINICIÓN DE AGUDEZA VISUAL

Se denomina agudeza visual (AV) a la habilidad para discernir entre dos puntos cercanos en el espacio y separados entre sí por un ángulo determinado (García Aguado et al., 2016; Kniestedt y Stamper, 2003), es decir, es la capacidad que tienen los seres vivos para percibir detalles (o mínimo visible), para distinguir dos objetos separados entre sí y del sujeto por una distancia determinada (o mínimo separable) y para identificar y localizar un objeto (o mínimo reconocible).

La AV tradicionalmente se mide observando un objeto lejano (6 metros o más) y un objeto cercano (40 cm). También es valorable a una distancia menor e intermedia entre éstas debiendo ser anotada dicha distancia de medida. Toda esta toma de medidas es dependiente de las necesidades visuales del paciente para así ajustar su mejor corrección (Rae et al., 2015).

Actualmente se está imponiendo la idea de informatizar todos los procesos de medida de AV, desde ilustrar las cartas de letras (optotipos) hasta para cuantificar lo que ve una persona (Beck et al., 2003).

I.2 ANTECEDENTES HISTÓRICOS

El estudio de la agudeza visual se introdujo en la época de los persas para seleccionar a los mejores guerreros. Esta toma de medidas se le denominaba “la prueba”. Se basaba en la detección de dos estrellas (Alcor y Mizar) separadas de nuestro sistema solar 78 años luz y separadas entre sí 11 minutos de arco, aproximadamente. Actualmente se considera una AV normal o unidad si alcanza un minuto de arco, produciéndose controversias en la toma de medidas de los persas, habiendo una diferencia de unos 10 minutos de arco entre ambas agudezas visuales. A pesar de ello, un estudio demuestra que hay semejanzas en dichas AV debido a que las fluctuaciones de temperaturas de la atmósfera, el bajo brillo y contraste del espacio sideral y demás fenómenos cósmicos afectan de manera negativa a la agudeza visual (Bohigian, 2008; Gonzalez Martin-Moro et al., 2016).

I.3 DISEÑO DE OPTOTIPOS

A lo largo de la historia, muchos investigadores han buscado la forma más eficiente de estandarizar la función visual con diferentes artilugios ya que la toma de AV y su monitorización es de gran relevancia en la prevención y en el desarrollo de enfermedades. Además proporciona información sobre el estado refractivo, la opacidad y el estado funcional de los medios oculares (Ricci et al., 1998). Por ello es de suma importancia seguir un protocolo para dicha medida. Para realizar un protocolo estándar se debe tener en cuenta varios aspectos fundamentales como cómo se asigna dicha medida y con qué se mide (optotipo).

Un optotipo (figura 1) es un conjunto de figuras (letras y/o números) dispuestas según un tamaño y siguiendo una progresión determinada que, vistos desde una determinada distancia, subtende un ángulo concreto (Anstice et al., 2017).

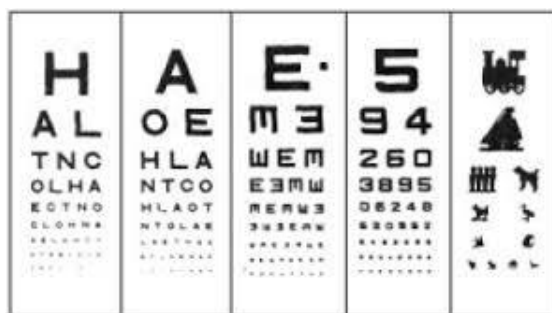


Figura 1. Ejemplo de optotipo

I.3.1 OPTOTIPO DE SNELLEN

En la mitad del siglo XIX se crea el optotipo de Snellen (figura 2) con letras serifas, es decir, con bordes, que se disponen de mayor a menor tamaño y de menos a más números de letras por fila a medida que la AV aumenta, dentro de un armazón de 5 x 5 minutos de arco (Radner, 2016).

Este optotipo no sigue una progresión rigurosa de disminución de tamaño, la legibilidad de las letras no tiene la misma dificultad, el espaciado entre filas y letras no siguen un patrón homogéneo y no hay un mismo número de letras por fila. Todo este tipo de errores lleva a Bennet en 1965 a no aceptarla como carta estándar (Bennet, 1965).

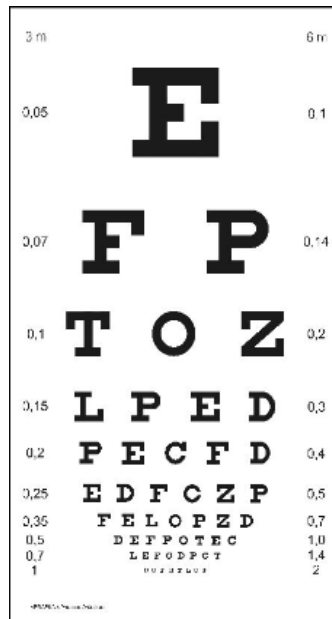


Figura 2. Optotipo de Snellen

I.3.2 OPTOTIPO DE BAILEY-LOVIE

Para eliminar estas fuentes de error y crear un optotipo estándar, Bailey y Lovie junto con kitchin en 1976 y en 2013 introdujeron varios dogmas siguiendo recomendaciones de varios autores (Bailey y Lovie-Kitchin, 2013; Bailey y Lovie, 1976). La institución British Standard en 1965 sugirió el uso de 10 letras no rematadas (DEFHNPRUVZ) dentro de un marco de 5 unidades de alto, 4 de ancho dejando 1 unidad de ancho en los extremos (British Standard, 1965). Este diseño hace que las cartas fueran más pequeñas que la anterior lo que obligaba a disminuir la distancia paciente-optotipo en personas con visión reducida. Este cambio alteraba la proporción establecida de las letras por lo que Bennett en 1965 propuso disminuir a 5 letras de misma dificultad el optotipo estándar en cada fila, además de un diseño específico para evitar descifrar palabras o acrónimos frecuentes (Bennet, 1965).

Sloan en 1959, entre otros muchos autores, destacó la idea de usar una progresión logarítmica de tamaño y la disminución en 0.1 unidades de logaritmo fue la más aceptada (Sloan, 1959).

Westheimer en 1979 orientó a seguir una escala logarítmica en el espaciado entre filas y letras, en la que esa separación fuera igual al ancho de las letras de la fila superior (Westheimer, 1979).

La progresión logarítmica en el tamaño de las letras, la misma proporción en el espaciado entre letras y filas y el uso de 5 letras en todas las filas son las reglas estándar para todo optotipo, apoyada entre otras organizaciones por el International Council of Ophthalmology.



I.3.3 PROPUESTA DEL NATIONAL ACADEMY OF SCIENCE/NATIONAL RESEARCH COUNCIL

El grupo de trabajo 39 del National Academy of Science junto con National Research Council (NAS/NRC) fue un conjunto de investigadores experimentados en la materia de la visión. Ellos aconsejaron usar 4 metros como distancia óptima del paciente al optotipo, tomar como referencia la carta de los anillos de Landolt para construir otros optotipos y seguir una progresión logarítmica, aunque se observó que su carta creada no seguía una disminución rigurosa con una variabilidad entre 0.12 log y 0.08 log. No determinó cómo debía ser el espacio entre filas y letras, pero sí lo hizo con el número de letras por fila. Las dos filas con letras mayores disponían de 5 letras, y las demás eran de 10 letras. La familia de letras Sloan lo permitió (NAS-NRC, 1980).

I.3.4 OPTOTIPO DEL EARLY TREATMENT DIABETIC RETINOPATHY STUDY

El optotipo Early Treatment Diabetic Retinopathy Study, o ETDRS (figura 4), fue creado en 1978 por el Estudio de Tratamiento Temprano de la Retinopatía Diabética, al que le da su nombre, para aumentar la exactitud en la toma de agudeza visual pobre. Su diseño es una mezcla de las premisas del optotipo estándar de Bailey-Lovie y las recomendaciones del grupo 39 de NAS/NRC. Del NAS/NRC ha empleado la distancia de prueba de 4 metros y la familia de letras

Sloan de 5 x 5 sumado a la progresión de 0.10 unidades logarítmicas y al espaciado regular entre filas y letras del optotipo estándar de Bailey-Lovie (Ferris et al., 1982; Kassoﬀ et al., 1979).



Figura 4. Optotipo ETDRS

I.3.5 OTROS TIPOS DE OPTOTIPOS

Continuando con los siguientes principios como la progresión logarítmica de Bailey-Lovie, muchos autores han creado otras cartas de diferente tipografía. Algunos ejemplos de estas son: la E volteada y la C de Landolt (recomendado por NAS/NRC) con mismo tipo de letra, pero usando una única letra (E o C) en diferentes direcciones espaciales, y optotipos con distinta simbología (números o dibujos) como: los números y símbolos de Lea (Anstice et al., 2017). Además se han creado cartas con caracteres de muchos alfabetos como Tamil (Varadharajan et al., 2009), Hindi y Gujarati (Khamar et al., 1996).



Figura 5. Ejemplo de optotipos de otras tipologías

I.4 ASIGNACIÓN DE LA AGUDEZA VISUAL

Al igual que con el diseño de optotipos y siguiendo con la estandarización de la AV, cada autor a lo largo de la historia ha propuesto diferentes técnicas para conocer el grado de visión de cada paciente. Para ello, se han definido diferentes escalas de medida, es decir, diferentes escalas de valores y distintos métodos de asignación.

I.4.1 ESCALAS DE MEDIDAS

La escala de medida es cómo se anota el valor de AV proporcionando información sobre cómo se ha medido la función visual y a qué distancias. Por ejemplo 20/20, 6/6, 0.1log o 1.0.

Como vimos anteriormente, no hay una única carta, sino que cada una de ellas sigue un tipo de progresión y, por lo tanto, diferente escala de medida. A pesar de ello, estas medidas son convertibles entre ellas (tabla 1).

Una de las primeras escalas que se usó y la más usada hoy en día en los países de habla inglesa (Inglaterra y Estados Unidos) es la fracción de Snellen. En esta fracción el numerador indica la distancia a la que se coloca el optotipo y el denominador la distancia a la que debería haberse leído, por ejemplo: una letra con un tamaño determinado se ve a 6m o 4m (ETDRS), pero debería ser leída a 60m si tuviera una buena visión dando una fracción de 6/60. Esta escala permite disminuir la distancia de presentación, por lo que si se disminuye a 3m la fracción resultante sería: 3/30 (Bailey, 2012; Ricci et al., 1998). También se usa en distancia

estadounidense como la medida del pie, ya que se considera que 6 metros equivale a 20 pies, convirtiéndose la anterior fracción en 20/200 (Bailey, 2012).

A través del resultado de esta fracción se logra la escala decimal la cual es muy usada en Europa y en algunos países orientales.

Bailey y Lovie-Kitchin en 2013 junto con el optotipo de progresión logarítmico crearon la misma escala exponencial del logaritmo del mínimo ángulo de resolución (logMAR) o escala logarítmica (Bailey y Lovie-Kitchin, 2013). El mínimo ángulo resolutorio (MAR) es aquel que subtiende la letra más pequeña leída a 6m y se expresa en minutos de arco, con lo que a través del logaritmo en base 10 se obtiene el logMAR. Por ejemplo: un logMAR de 0.1 es el resultado de leer una letra de 10 minutos de arco (Bailey, 2012).

Otra escala de medida muy usada es el índice de agudeza visual (VAR) la cual es el resultado de usar la escala logarítmica dentro de la siguiente ecuación matemática: $100 - 50x (\log MAR)$ (Bailey, 1988).

<i>Snellen Ratio</i>			<i>Decimal Acuity</i>	<i>M.A.R.</i>	<i>logM.A.R.</i>	<i>Stroke Size</i>	<i>Optotype Size</i>	<i>Relative Size</i>
<i>4 m.</i>	<i>20 ft.</i>	<i>Decimal ratio</i>		<i>min. of arc</i>	<i>log Unit</i>	<i>mm.</i>	<i>mm.</i>	<i>x</i>
4/40	20/200	1/10	0.10	10	1.0	11.64	58.20	40
4/32	20/160	1.2/10	0.12	7.94	0.9	9.24	46.23	32
4/25	20/125	1.6/10	0.16	6.31	0.8	7.34	36.72	25
4/20	20/100	2/10	0.20	5.01	0.7	5.83	29.17	20
4/16	20/80	2.5/10	0.25	3.98	0.6	4.63	23.17	16
4/12.6	20/63	3.2/10	0.32	3.16	0.5	3.68	18.40	12.6
4/10	20/50	4/10	0.40	2.51	0.4	2.92	14.62	10
4/8	20/40	5/10	0.50	1.99	0.3	2.32	11.61	8
4/6.3	20/32	6.5/10	0.65	1.58	0.2	1.84	9.22	6.3
4/5	20/25	8/10	0.80	1.25	0.1	1.47	7.33	5
4/4	20/20	10/10	1.00	1	0.0	1.16	5.82	4
4/3.2	20/16	12/10	1.20	0.79	-0.1	0.92	4.62	3.2

Tabla 1. Comparación entre escalas de medidas de (Ricci et al. 1998)

I.4.2 PUNTUACIÓN DE LA AGUDEZA VISUAL

Con el fin de asignar del mismo modo un valor de AV a cada paciente Carkeet en 2001 y el NAS/NRC sugirieron técnicas parecidas; el primero sugirió parar la prueba si se cometía 4 errores en una fila (Carkeet, 2001), y el segundo valoró aquella fila que fuera leída al menos el 70% (NAS-NRC, 1980). Se desterró así la idea de dar valor a la AV con el 50% de la fila leída correctamente. El estudio sobre la degeneración macular asociada a la edad 1 y 2 (AREDS 1 y

2) propuso más tarde no terminar la prueba de AV hasta que fuera obvio la incapacidad de leer más letras del optotipo, permitiendo errores en él (AREDS 2, 2009).

A partir de la creación de las unidades logarítmicas en las cartas de AV, Bailey y Lovie-Kitchin dieron un valor de 0.02 unidades logarítmicas a cada letra del optotipo, por lo que si se lee una letra más , al valor de la fila anterior se le suma 0.02 log (Bailey y Lovie-Kitchin, 2013). Este método promueve una puntuación exacta de agudeza visual.

1.5 AGUDEZA VISUAL DE CERCA

La agudeza visual es importante medirla en cerca (<40cm) a todos los pacientes, aunque aún es más importante en la población mayor de 40 años, debido a la pérdida de enfoque en distancias cercanas (Katada et al., 2016).

Las cartas de lectura de frases compuestas como la MNREAD (figura 6) de Legge y colaboradores en 1989 se han convertido en el aliado perfecto para medir la AV en estos pacientes. Estas cartas también siguen una progresión logarítmica y un diseño estandarizado (Legge et al., 1989).



Figura 6. Optotipo MNREAD para AV en cerca.

II. OBJETIVOS

La finalidad de esta revisión bibliográfica ha sido dar a conocer la importancia de realizar un protocolo en la toma de la AV. La exploración en la práctica optométrica diaria y en grupos de investigación se basa fundamentalmente en el valor que obtenemos de esta función visual, ya que es la que marca el camino a seguir.

Un protocolo estándar hace que con cualquier profesional y en cualquier momento se reproduzca la misma situación consiguiendo los mismos resultados, sumándole a esto la capacidad de valorar exactamente la evolución de una enfermedad y/o tratamiento y la capacidad de realizar una investigación rigurosa con los métodos más estándar.

Por todo ello, los objetivos principales de este estudio son:

1. Analizar las diferentes técnicas de toma de AV empleadas en gabinetes optométricos, en clínicas oftalmológicas y en centros de investigación.
2. Estudiar nuevos métodos creados para disminuir errores propios de los procedimientos establecidos.
3. Comparar dichas técnicas entre sí a través de resultados obtenidos en diversas investigaciones.
4. Determinar cuál es la metodología más estándar.

III. MATERIALES Y MÉTODO

Para elaborar este estudio se realizó una evaluativa revisión bibliográfica de artículos científicos, ensayos clínicos y revisiones bibliográficas a través de bases de datos especializadas en el ámbito de la optometría. Éstas fueron Pubmed, Scopus, Dialnet y Medline.

La búsqueda comenzó el 15 de febrero de 2017 y se usaron términos relacionados directamente con el tema a tratar, siendo “visual acuity”, “chart”, “detection” y “test” los descriptores que más resultados válidos obtuvieron. En la búsqueda en bases de datos de habla inglesa (Pubmed, Scopus y Medline) se usaron operadores booleanos como AND, OR y el operador comillas. A través de la combinación de las diferentes palabras claves se obtuvieron alrededor de 83.000 resultados, de los cuales se seleccionaron 50 para una lectura más detallada, entre los años 1959 y 2017, tanto en español, en inglés y en alemán. De 50 publicaciones, el número se redujo finalmente a 42, por imposibilidad de realizar una lectura del documento completo.

El criterio de elección se basó en una primera lectura del título que si concordaba con los objetivos del trabajo se procedió a realizar una lectura del resumen y de los resultados. Ante dos artículos similares se optó por la relevancia del autor y/o por su actualidad.

Se incluyeron aquellos estudios que se basaban en la descripción de técnicas antiguas, actuales y novedosas en la medida de AV. Además de aquellas investigaciones que proporcionaban resultados comparativos entre ellas.

Debido a que el objetivo principal de este estudio es realizar un protocolo para la población en general se excluyeron investigaciones que no se ceñían al tema a tratar y que cuya única población estudiada era la pediátrica o con baja visión.

IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En este apartado se mostrará, en primer lugar, las consideraciones encontradas en la práctica clínica diaria sobre la toma de AV en lejos, en cerca y las características del ambiente del gabinete en la que son tomadas. En segundo lugar, se reflexionará las encontradas dentro de la investigación clínica, con sus ventajas e inconvenientes, a las que le seguirán soluciones que, en principio, mejoran la calidad de la toma de AV. Por último, se realizará una valoración que recoge la esencia del apartado.

IV.1 TOMA DE AGUDEZA VISUAL EN LA PRÁCTICA CLÍNICA DIARIA

Esta sección se ha dividido entre el análisis de los optotipos usados en la práctica clínica, ya sea en gabinetes o en clínicas oftalmológicas, y el estudio del modo de puntuar la AV.

IV.1.1 OPTOTIPOS

En este apartado se expondrá el diseño de los optotipos más usados en la práctica clínica diaria, diferenciándolos entre los optotipos que se usan para tomar la AV de lejos, de cerca y el tipo de iluminación que requiere su uso.

IV.1.1.1 AGUDEZA VISUAL EN LEJOS

Tanto en gabinetes optométricos como en clínicas oftalmológicas, en los que la AV es una prueba de gran relevancia, se usa en general el optotipo de Snellen (Rosser et al., 2001), sobre todo para la visión de lejos. Este optotipo, como se comentó en el apartado de la introducción, presenta grandes problemas de reproducibilidad y estandarización debido a la desigualdad en el número de letras por fila, a letras de diferente dificultad lectora y a una progresión irregular del tamaño y de la distancia entre letras y filas.

Este hándicap es muy conocido en la población optometrista, por ello se han creado multitud de optotipos de Snellen con pequeñas variaciones en el diseño (Bailey, 2012). Aun así, se sigue usando este método por la rapidez que conlleva la lectura de dicho optotipo y por la familiaridad que presenta para la población.

El usarlo implica errores de AV, esenciales en la monitorización de enfermedades con afectación de la visión, para evitar la ambliopía (ojo vago) en la población pediátrica o simplemente en el momento de conocer la compensación del paciente y anotar su máxima AV (Nancy y Molina, 2008).

La escala en la que se mide la AV en las cartas de Snellen suele ser la fracción entre distancias (en metros o en pies) o la división entre éstas, la escala decimal. Por tanto, este valor lleva consigo el uso del optotipo de Snellen pero no lleva intrínseco qué variación de éste ha sido usada. El no dar a conocer qué carta ha sido usada, promueve errores que se suman a los propios del diseño de optotipo (Bailey et al., 1991; Bailey y Lovie-Kitchin, 2013).

Otro de los errores que se cometen es no respetar la distancia al test. Esto influye en la medida de AV y, por tanto, es un dato importante a tener en cuenta. El optotipo se diseñó para ser visualizado a 6 metros (o 20 pies) y por ello, existe en España la orden del 21 de septiembre de 2012 por la que se aprueba la Guía de Funcionamiento de los Establecimientos de Óptica, en la que la distancia mínima debe ser de 5 metros lineales desde el paciente al optotipo. A pesar de que se produzcan inspecciones para controlar que todo esté en orden, muchos gabinetes no lo cumplen y no se sanciona por ello.

IV.1.1.2 AGUDEZA VISUAL EN CERCA

La AV en cerca es un valor importante que hay que conocer, aunque no se realiza de forma usual en la práctica clínica, excepto en personas présbitas en los que se encuentra disminuida de por sí (Huurneman y Boonstra, 2016). A pesar de ello, actualmente hay muchas disfunciones, como las acomodativas, que afecta a la AV cercana tanto en jóvenes, en adultos y en niños debido al excesivo trabajo que se realiza en distancias cortas (Hokoda, 1985).

Uno de los optotipos más usado es la carta de lectura, como el MNREAD. Su diseño está compuesto por frases de fácil lectura con progresión de tamaño determinada que el paciente debe leer. En esta medida influyen factores como la AV y la comprensión lectora, por lo que con estos optotipos se incapacita valorar la AV a aquella población con problemas en la comprensión (Legge et al., 1989).

IV.1.1.3 ILUMINACIÓN

La iluminación de la sala y del propio optotipo influye en la visión. Una iluminación muy alta y poco uniforme deslumbraría al paciente, disminuyendo su AV, y una iluminación muy baja también afectaría a la función visual por no permitir la lectura. Como cada persona tiene un umbral propio de iluminación, se debe utilizar un rango de luminancia que comprenda a toda la población. Aunque no hay un rango establecido por todos los países, en general la iluminación debe estar entre 85 cd/m² y 300 cd/m², debe ser clara, luminosa y uniforme. (Sheedy y Bailey, 1985)

Los optotipos se pueden presentar a través de un proyector, en una carta retro iluminada, ser iluminados por una luz directa o por la luz ambiente de la habitación. La forma también se debería especificar ya que, aunque no sea el factor que más afecte a la visión, influye.

IV.1.2 PUNTUACIÓN DE LA AGUDEZA VISUAL

Para cuantificar la visión se debe seguir un método de asignación y no incumplirlo. Esto no pasa en la práctica diaria ya que cada profesional estima cuando parar en la prueba según las respuestas que reciba.

Además, cada uno, bajo su criterio, decide la forma en la que se realiza la lectura. Algunos dejan tiempo para determinar la letra, donde entra en juego adivinanzas, correcciones y equívocos; y otros marcan un ritmo de lectura rápido para eliminar los errores anteriores (Bailey, 2012).

Autores como Carkeet (2001), el grupo NAS/NRC y los estudios AREDS 1 y 2 realizaron protocolos y recomendaciones buscando la estandarización de las pruebas de AV y su máxima reproducibilidad. Se propuso no parar la prueba hasta que fuera evidente la imposibilidad de leer o acertando al menos el 70% de la fila. A pesar de ello, muchos profesionales terminan la lectura si se lee incorrectamente o no se lee menos de la mitad de la fila. (Bailey and Lovie-Kitchin 2013)

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) en 2014, en el mundo hay unos 246 millones de personas que presentan baja visión, es decir, deficiencia visual en la que la AV es inferior a 0.3 decimal o (6/18 logMAR) y/o el campo visual no supera los 10º desde el punto de fijación. A pesar de ello, el 80% de los casos con baja visión se puede evitar o curar.

Debido al porcentaje tan alto de baja visión tratable, es de gran importancia realizar una correcta práctica clínica. Sin embargo, los procedimientos usados para la toma de AV no son muy rigurosos ya que si se es incapaz de leer la fila de letras más grande, es decir, la fila de AV de 0.1 decimal o 6/60 (fracción de Snellen) se procede a mostrar dedos de las manos o a realizar movimientos de éstas a distancias aleatorias hasta que el paciente lo perciba (Bailey et al., 2012). El valor que se determina a través de este método no está cuantificado, estimándose una cuantía incierta de la función visual.

La Clasificación Internacional de Enfermedades (CIE-10) en el 2009, realizó una clasificación de la función visual, a la cual la divide en 4 niveles. Determinar de manera rigurosa el nivel en el que una persona se encuentra con la sistemática anterior no es posible, por lo que los datos que existen son de carácter dudoso.

Al problema anterior, se le suma la importancia de realizar un seguimiento de la visión del paciente en el que se incluye analizar la evolución de la enfermedad y el manejo de ayudas ópticas y no ópticas para mejorar su calidad de vida (Marín, 2009).

Para solucionarlo, se han propuesto varias alternativas al simple “movimiento de manos” o “cuenta dedos” como es el optotipo logarítmico de Bailey - Lovie y un test específico para baja visión como el “Berkeley Rudimentary Visión Test” creado también por dichos autores, el cual se analizará más adelante.

IV.2 TOMA DE AGUDEZA VISUAL EN INVESTIGACIÓN

En el presente apartado se comentará las características de los optotipos usados en el campo de la investigación, así como la forma en la que se mide la AV.

IV.2.1 OPTOTIPOS

El diseño de Bailey y Lovie de 1976 desencadenó la creación del optotipo utilizado por excelencia en proyectos de investigación, el optotipo ETDRS. El cual incluye una progresión y un espaciado logarítmico, misma dificultad lectora de letras y cinco letras Sloan por fila (Bailey y Lovie, 1976).

Actualmente, y a pesar de que se crearan otros diseños de optotipos con progresión logarítmica como la C de Landolt, el optotipo ETDRS se determina como el más estándar. Esto se debe a que no se valora de la misma forma ambos optotipos, ya que tienen números de letras por filas diferentes lo que afecta a la agudeza visual.

Autores como Kitchin y Bailey en 1981, Levi, Hariharan y Klein en 2002 y Levi, Song and Pelli en 2007 realizaron estudios de autenticación, en una población variada, para ver el efecto que causaba dicha diferencia en el valor de la agudeza visual y obtuvieron valores similares con los gráficos ETDRS. Sin embargo, advirtieron de que esto no se cumplía en todos los grupos de personas.

En la tabla 2 se observa la diferencia en el tamaño de la fila completa y en el del número de letras por fila entre optotipos con progresión logarítmica.

NÚMERO DE LETRAS POR FILA	TAMAÑO DE LA FILA (min de arco)	NOMBRE DEL OPTOTIPO	SIMBOLOGÍA
10	45	Letras Sloan	O K S V Z
4	45	C de Landolt	C O O C O
4	45	E tumbada	E M W E E
10	36	Letras británicas (1968)	U N R V E
4	56	Símbolos Lea	House Circle Heart Square Heart

Tabla 2. Representación de algunas diferencias entre optotipos de progresión logarítmica

La distancia estipulada a la que se debe colocar el optotipo es a 4 metros, requisito que se tiene en cuenta y se cumple en la mayoría de estudios de investigación (Told et al. 2013).

La iluminación que se requiere para el buen uso de este optotipo es:

- Iluminación de la sala: Luz uniforme entre 500 y 1000 cd/m².
- Cabina retroiluminada: 80-320 cd/m².

IV.2.2 PUNTUACIÓN DE LA AGUDEZA VISUAL

El sistema de toma de AV a través del optotipo ETDRS más estricto que el de Snellen, ya que se tienen en cuenta diversos factores como:

- El paciente se coloca a 4m del optotipo evitando ver el optotipo que se le va a mostrar.
- Se le indican las normas que ha de seguir:
 - Ir nombrando letras por orden hasta que sea incapaz de leer más.
 - Si cree que se ha equivocado en alguna letra, y antes de nombrar la siguiente, debe rectificar para que sea válido.
- Se le tapa el ojo izquierdo (OI), y se le muestra la carta 1 al ojo derecho (OD). Una vez que concluye la toma de AV en el OD, se prosigue con el siguiente ojo de la misma manera.

Para cuantificar su AV, cada letra leída tiene un valor de 0.02 unidades logarítmicas, determinándose un valor exacto de la AV (Bailey, 2012; Bailey et al., 1991; Bailey y Lovie-Kitchin, 2013; Bailey y Lovie, 1976; Kniestedt y Stamper, 2003).

A pesar de que son cartas que siguen un protocolo muy específico y controlado, en las que se proporciona un valor muy exacto de la AV no se usa en la práctica diaria. Rosser y colaboradores en 2001 dan las siguientes razones de lo anterior:

- Sistema de medida (logMAR) desconocido y difícil de entender por la población en general.
- Diseño inusual.
- Mayor tiempo para completarlo (se usan cartas diferentes para cada ojo).

Como vimos en el apartado anterior, la toma de AV inferior al mínimo medible por el optotipo es un hecho poco cuantificable de manera rigurosa. El optotipo logarítmico es una buena herramienta para medirla a pesar de no ser la más efectiva (Miwa et al., 2013).

IV.3 SOLUCIONES QUE SE PLANTEAN

Como ya en siglos pasados, la idea de estandarizar la función visual se sigue manteniendo en el tiempo. Que sea un método reproducible y fiable hace que los resultados de AV no estén comprometidos y que el seguimiento de la misma sea riguroso, en enfermedades o en estudios de investigación.

IV.3.1 CREACIÓN DE NUEVOS OPTOTIPOS

El gráfico ETDRS cumple con todos los requisitos de diseño y, además, sigue un método estricto en la toma de visión por lo que se debería incluir en el protocolo de AV de la práctica diaria. Sin embargo, esto no sucede por el tiempo que requiere su aplicación.

Muchos estudios se han basado en la creación de diferentes optotipos, los cuales lo comparaban con el ETDRS y/o con el de Snellen. El objetivo, en general, era crear un optotipo que redujese el tiempo requerido en el uso del ETDRS y eliminara los errores de diseño de la carta de Snellen.

A continuación, se muestran algunos de estos optotipos:

IV.3.1.1 “REDUCED LOGMAR CHART”

Rosser y colaboradores en 2001 tenían el propósito de crear un optotipo con la misma estructura y diseño que la carta ETDRS, pero resumido. Para ello, usaron la misma progresión logarítmica en el tamaño de las letras y en el espaciado entre éstas y la familia de letras Sloan. La población estudiada fue de 41 sujetos de entre 49 y 89 años. Para validar su estudio, compararon los resultados de AV entre dos optotipos más: el ETDRS y el de Snellen, junto con la medición del tiempo que duró cada test en uno de los dos ojos de cada sujeto.

Los gráficos ETDRS demostraron la más baja variabilidad en sus resultados entre ambos test, pero el que más tiempo necesitó. Las agudezas visuales del optotipo reducido mostraron correspondencia con las del ETDRS, menos variabilidad que los resultados de la carta de Snellen y redujeron el tiempo a la mitad en comparación con el tiempo necesario en completar del estándar de oro.

Con este estudio se concluye que se pueden usar otros optotipos más fiables con las ventajas del gráfico ETDRS y con el tiempo del de Snellen en la práctica diaria (Rosser et al. 2001).

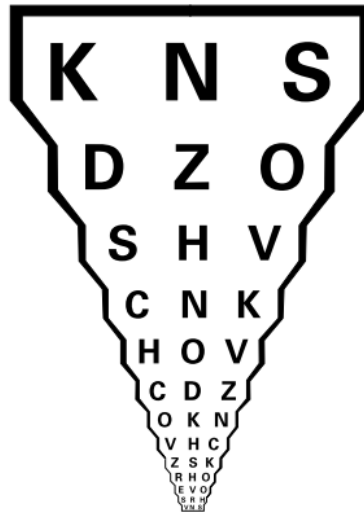


Figura 7. Imagen del optotipo reducido logMAR

IV.3.1.2 “BERKELEY RUDIMENTARY VISION TEST”

Este optotipo fue diseñado por Bailey junto con colaboradores en 2012 para aquellas personas con deficiencia grave en la visión, los cuales son incapaces de leer el optotipo ETDRS. Es un test muy simple, con distancias muy reducidas, grandes tamaños angulares y va más allá de las limitaciones de las cartas habituales (Bailey et al., 2012).

Su estudio se realizó en 54 ojos de pacientes con afectación en la visión a los que se les midieron su AV con este método y el tiempo requerido.

El rango de visión medible por este método comprende de 2.6 a 2.9 logMAR, y el tiempo medio es de 2.5 minutos.

Está compuesto por tres parejas de cartas diferentes de 25cm:

- La primera pareja de cartas la forman las 4 diferentes posiciones de la E tumbada a distancias de entre 100M a 25M. Si esta pareja de cartas se lee incorrectamente, se prosigue con la presentación de las cartas con rejillas.
- La segunda pareja está formada por rejillas en diferente orientación. El número de rejilla se aumenta a medida que aumenta la exigencia visual. Estas se presentan a 25cm en pasos de 0.20 logMAR. En sujetos en los que esta pareja de cartas supera su nivel visual, se bajaría a un nivel con cartas en blanco y negro.

- El tercer par de cartas se compone por dos test diferentes. El primero se llama “White Field Projection (WFP)” lo que en español sería: proyección en campo blanco; y el segundo es “Black-White Discrimination (BWD)” o discriminación del blanco-negro. El primer test tiene cuadrantes blancos sobre fondo negro y el segundo tiene un hemisferio blanco y otro negro, todos con diferentes posiciones espaciales. El segundo test se usa cuando se es incapaz de visualizar el primero.

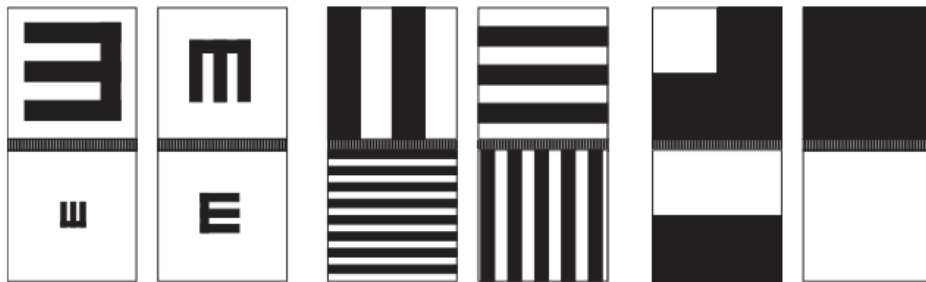


Figura 9. Imagen con las 3 parejas de cartas del “Rudimentary Berkeley Visión Test”

Esta nueva metodología demuestra que la medición de AV muy bajas, imposibles de medir con los optotipos habituales, es posible a través de un método sencillo y eficaz, llegando a conseguir AV de hasta 2.9 logMAR.

IV.3.1.3 EN BUSCA DE LA COMPUTERIZACIÓN

Al encontrarnos en la era de la informática, la optometría también se va haciendo un hueco en ella y va modernizándose a través del uso de la computarización.

La informatización de las técnicas optométricas tiene ventajas tales como seleccionar gran variedad de optotipos y diseños, iluminación, contraste, color, además de anotar tiempo de respuestas, fiabilidad de la misma y los resultados de AV con solo pulsar unos botones (Bailey y Lovie-Kitchin 2013).

Una de las ventajas más evidentes es la alta reproducibilidad de sus técnicas por ello muchos investigadores cada vez más trabajan en este ámbito. A continuación, se muestran nuevos métodos computarizados para medir la AV:

- SISTEMA DE MEDIDA DE AGUDEZA VISUAL “COMPlog”

El sistema COMPlog es un sistema computarizado que usa un algoritmo determinado para medir la AV tanto en la práctica diaria como en investigaciones. El objetivo es ser una alternativa de la carta ETDRS y de las cartas impresas en papel (Laidlaw et al., 2007).

Fue diseñado por Laidlaw y colaboradores en 2008 con características similares al gráfico estándar, entre las que incluía:

- Familia de letras Sloan.
- Carta de 5x5 unidades de medida.
- Progresión logarítmica entre tamaño de letras y espaciado entre letras y filas.
- Formato logMAR convertibles en unidades de Snellen.

A pesar de estas similitudes, el nuevo gráfico presenta varias diferencias como:

- Monitor de 21” de 1600x1200 pixeles de resolución.
- Presentación aleatoria de una fila de letras del mismo tamaño, en las que no se podía repetir letra dentro de una misma fila.
- Las filas de letras estaban enmarcadas por una caja de aglomeración.
- El espaciado entre letras y entre el marco era igual a la mitad del tamaño de las letras de la misma fila (los gráficos ETDRS usan el tamaño completo de la letra en el espaciado).
- La distancia de presentación era de 3 m, aunque se podía disminuir a 2 m.
- La iluminación y el contraste eran inferiores al usado en los paneles ETDRS.

La toma de medida de AV presentaba dos fases, la primera de alcance y la segunda de umbral. El inicio de la fase de alcance comenzaba con la presentación de letras aisladas de 0.8 unidades logarítmicas con cambios en el tamaño de 0.2 logMAR. Si la fila de letras más grande (0.8 logMAR) no era leída correctamente, se proseguía a presentar letras aún más grandes, hasta que una fila entera fuera completada.

La segunda fase, la del umbral, comenzaba con filas de letras de tamaño 0.4 logMAR más grande que el tamaño de letras más pequeño leído en la primera fase, excepto en casos en los que el tamaño fuera superior a 1.2 logMAR en los que se comenzaba por un tamaño de letra de 1.6 logMAR. El criterio de finalización de la prueba se basaba en decir correctamente una fila completa de letras, la más pequeña posible.

En el caso en los que la fila de letras más grande no fuera capaz de ser leída, la distancia al test se reduciría en 1 m y al resultado final se le sumaba 0.6 logMAR. De este modo, se eliminaba el error de realizar la medida de AV con el procedimiento cuenta dedos o movimiento de manos, los cuales proporcionan resultados cualitativos de AV.

Se le tomaron visiones con optotipos ETDRS y con el nuevo sistema COMPlog a 129 sujetos, entre niños y adultos. Se comparó la variabilidad entre los resultados obtenidos, y, además, se midió el tiempo de cada prueba.

Los resultados de AV entre ambos test no presentaron diferencias significativas, aunque sí una diferencia de 10 segundos más en el optotipo computarizado.

Algunos de los objetivos por los que se creó este nuevo sistema, como el de mayor estandarización, menos errores inducidos por el clínico y evitar el efecto de memorización se consiguieron a través de esta metodología.

Sin embargo, el proyecto no está disponible hoy en día y tampoco supone una mejora en la calidad de toma de AV respecto al ETDRS.



Figura 8. Imagen del sistema computerizadoCOMPlog.

- “ELECTRONIC - EARLY TREATMENT for DIABETIC RETINOPATHY STUDY TEST”:

La variante electrónica del ETDRS es el “Electronic Early Treatment for Diabetic Retinopathy Study” (E-ETDRS). Beck y colaboradores en 2003 realizaron un estudio multicéntrico basándose en el diseño del ETDRS para realizar un protocolo computarizado y crearon el E-ETDRS, al cual estudiaron su fiabilidad con la función test-retest con una muestra de 265 personas. Éste muestra a 3 m, 5 letras Sloan individualmente enmarcadas por líneas en sus cuatro lados. Dichas letras se muestran en un monitor y en diferentes tamaños con progresión logarítmica.

El test está formado por fases:

1. Fase de cribado. En la que se filtra y se determina de forma aproximada los límites de la AV, a través de letras de dificultad media como es V, R, K y D.
2. Fase de umbral. En ella se identifica los límites de logMAR superiores (las 5 letras son leídas) e inferiores (ninguna de las 5 letras es leída) usando las mismas letras por ojo que la del gráfico ETDRS.
3. La AV se obtiene tras sumar 5 letras a cada fila de letra identificada hasta 20/800.

Los resultados de AV con este método se compararon con el del ETDRS habitual proporcionando similitud en ellos. Aunque los resultados de variabilidad entre ambos test proporcionen una diferencia de 0.2 unidades logarítmicas en el 95% de los casos y de 0.1 logMAR en el 90%, esto no se relaciona con el uso entre un método u otro, ya que en personas con pobre AV la correlación entre los test se ve afectada (Beck et al., 2003).

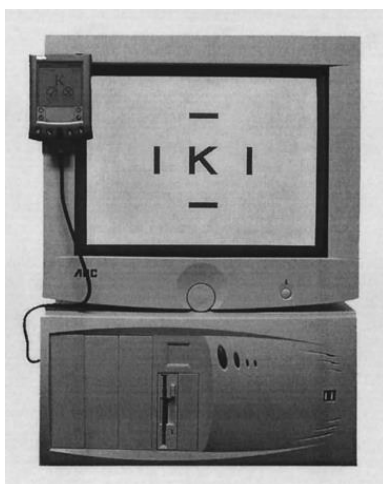


Figura 9. Imagen que muestra uno de los optotipos del E-ETDRS

○ “PEEK ACUITY TEST”

Los móviles también están en auge en el mundo de la medicina, y, por tanto, de la optometría. Por ello, Bastawrous y colaboradores en 2015 crearon una aplicación, a la que dieron nombre como “Peek Acuity”, en la que el tiempo utilizado en la toma de medida de AV estuviera clínicamente aceptado. Respecto al optotipo de Snellen, introdujeron fiabilidad, reproducibilidad y precisión en este método (Bastawrous et al., 2015).

El diseño de Peek Acuity sigue al del ETDRS, en el que se enmascara el optotipo de la E tumbada en sus 4 posiciones dentro de una cuadrícula de 5 x 5 unidades de medida. La letra E se presenta de forma aislada, y junto a ella su equivalente logarítmico. Las barras de aglomeración se encuentran a la mitad del tamaño de la letra presentada, y se usa un algoritmo determinado para disminuir el tiempo de presentación y de toma de medida de AV.

Este método disminuye aquellos indicios verbales del profesional ya que éste únicamente tiene que deslizar el dedo sobre la pantalla del móvil en la dirección en la que el sujeto crea que va dirigida la letra E. La aplicación va variando el tamaño del optotipo dependiendo de la respuesta dada, hasta que se produzca la incapacidad de leer más. En ese momento proporciona el valor de AV.

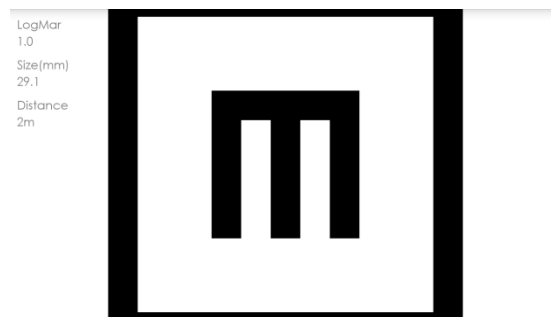


Figura 10. Primer optotipo mostrado con la aplicación “Peek Acuity”. En él se muestra la AV en logMAR (1.0 logMAR), el tamaño de la letra (29.1 mm) y la distancia mostrada (2 m).

La iluminación la tiene muy en cuenta, ya que, si un foco de luz cae directamente sobre la pantalla del móvil o hay poca luz ambiente, se para la prueba emitiendo un aviso hasta que detecte buena luminosidad.

Este estudio fue comparativo con el ETDRS y se incluyeron 300 sujetos, además se les enseñó a usar la aplicación en sus casas, y se les tomó AV con el optotipo de la de E tumbada de Snellen. La aplicación lleva intrínseca un sistema de instrucciones para el perfecto manejo de ella antes de usarla.

Estos resultados se compararon entre sí de esta forma:

- ETDRS en la clínica - E de Snellen en la clínica.
- ETDRS en la clínica – Peek Acuity en la clínica.
- E de Snellen en la clínica – Peek Acuity en la clínica.

- ETDRS en la clínica - E de Snellen en casa.
- ETDRS en la clínica – Peek Acuity en casa.
- E de Snellen en casa – Peek Acuity en casa.
- E de Snellen en la clínica - E de Snellen en casa.
- Peek Acuity en la clínica – Peek Acuity en casa.

Tras dichas comparaciones, se realizaron estudios estadísticos cuyos resultados tuvieron poca variabilidad entre ellos. Los resultados de ETDRS en la clínica respecto al Peek Acuity en casa tuvieron una diferencia de una línea logMAR de AV y el 95% de paralelismo.

En países subdesarrollados, la pérdida de visión es un grave problema ya que afecta a gran cantidad de habitantes y, además, la toma de AV se hace difícil allí por la diferencia en el lenguaje. El uso de esta tecnología proporciona alta calidad y reproducibilidad en la medición, un uso de tiempo bajo y los costes necesarios para emplearla también son bajos, ya que se puede usar en cualquier móvil con sistema Android. Esto ayudaría a detectar de forma temprana problemas oculares graves en esos países y, por tanto, a disminuir esa prevalencia de ceguera.

IV.4 VALORACIÓN FINAL

En la actual práctica clínica diaria se usa el optotipo de Snellen por familiaridad de la población a él a pesar de que se conocen los errores que éste induce en los resultados de AV. Otro error que se comete, no solo en la práctica clínica diaria, es no medir la AV en distancia cercana a toda la población, sino sólo a la población presbita y con cartas de lectura. En personas analfabetas, el uso de las cartas de lectura (con frases) hace que medir la AV cercana sea una tarea difícil. Por ello, estas cartas deberían incluir números o diferentes orientaciones para que, de esta manera, esta población consiga una real compensación en cerca y no una aproximación de ésta.

La iluminación de la sala, el modo de presentación del test, la distancia de éste al paciente y el método de puntuación de AV son unos factores que no se tienen en cuenta en la práctica clínica diaria, pero sí en investigación. Estos elementos deberían ser considerados por el clínico y llevarse a cabo de la misma forma en todos los gabinetes optométricos para que los resultados obtenidos sean comparables entre sí, aunque se hayan obtenido en diferentes salas y con diferentes profesionales.

El sistema de medida de visión en investigación es más estricto, con el único inconveniente del tiempo que ha de emplearse para llevarlo a cabo. Por ello, este preciso procedimiento no se realiza en la práctica diaria. La no realización de este método en la práctica diaria debido al tiempo que se ha de invertir se ha determinado por la importancia que se da al punto de venta, restándosela a la práctica en gabinete. Las reclamaciones por fallo en la compensación siguiendo un método preciso en la toma de AV, disminuirían.

En consecuencia, de lo anterior, se han creado optotipos que disminuyen el factor tiempo con las ventajas del método usado en investigación como es la informatización y la reducción del optotipo ETDRS. Estas creaciones no usan métodos tan reproducibles como el ETDRS, pero sí más que el optotipo de Snellen.

A pesar de que la computarización elimine errores promovidos por el optometrista, debe ser el profesional quien tenga la capacidad de determinar la validez de los resultados obtenidos y los errores que se hayan podido cometer.

En el ámbito de la baja visión, se han creado también optotipos que sean capaces de medirla AV evitando cuenta dedos, movimiento de manos o la reducción de la distancia paciente-optotipo, técnicas que no cuantifican la AV con precisión.

V. CONCLUSIONES

Tras considerar los resultados obtenidos de los métodos usados en la toma de AV, tanto en la práctica clínica diaria como en investigación, y de acuerdo a los objetivos generales y específicos que se propusieron al inicio de este estudio, las conclusiones obtenidas son las siguientes:

1. La técnica de medición de AV en el ámbito clínico sigue un patrón que crea errores en los resultados de AV, perjudicial para la monitorización de enfermedades y para determinar una correcta compensación. En investigación, los procedimientos son precisos, aunque con tiempos elevados.
2. A través de la creación de nuevos métodos, se ha pretendido solventar los problemas anteriores como el tiempo elevado o la inexactitud del optotipo de Snellen. Estos nuevos métodos están ligados a la informatización, a la reducción del tiempo empleado en gabinetes optométricos y a una cuantificación más exacta de AV bajas.
3. La metodología empleada en la práctica clínica diaria ha sido la que más variabilidad ha demostrado, es decir, con menos reproducibilidad, delante de nuevas técnicas como el optotipo logarítmico reducido. El procedimiento utilizado es investigación sigue siendo el de mayor validez y repetibilidad en el mundo de la optometría.
4. La metodología más estándar sigue siendo el uso del optotipo ETDRS, ya sea en investigación como en la práctica clínica. La puntuación de AV que menos errores proporciona es la de puntuar cada letra leída con 0.02 unidades logarítmicas para así determinar la AV de manera más precisa, y no parar la prueba hasta que se lea menos del 70% de la fila.

La iluminación de la sala debe ser uniforme, clara y luminosa permaneciendo dentro de un rango de luminancia de entre 85 cd/mm² y 300 cd/mm².

VI. BIBLIOGRAFÍA

Age Related Eye Disease Study 2. Protocol [en línea]. [Consultado en Mayo 2017]. Disponible en: https://web.emmes.com/study/areds2/resources/areds2_protocol.pdf.

Anstice NS, Jacobs RJ, Simkin SK, Thomson M, Thompson B, Collins AV. Do picture-based charts overestimate visual acuity? Comparison of Kay Pictures, Lea Symbols, HOTV and Keeler logMAR charts with Sloan letters in adults and children. PLoS ONE. 2017; 12(2): 1-17.

Bailey IL. Perspective. Optom Vis Sci. 2012; 89(9): 1247-1248.

Bailey IL, Bullimore MA, Raasch TW, Taylor HR. Clinical grading and the effects of scaling. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1991; 32(2): 422-432.

Bailey IL, Jackson AJ, Minto H, Robert BG, Marlena AC. The Berkeley Rudimentary Vision Test. Optom Vis Sci. 2012; 89(9): 1257-1264.

Bailey IL, Lovie JE. New Design Principles for Visual Acuity Letter Charts. Am J Optom Physiol Opt. 1976; 53(11): 740-5

Bailey IL, Lovie-Kitchin JE. Visual acuity testing. From the laboratory to the clinic. Vision Res. 2013; 90: 2-9.

Bastawrous A, Rono HK, Livingstone IA, Weiss HA, Jordan S, Kuper H et al. Development and Validation of a Smartphone-Based Visual Acuity Test (Peek Acuity) for Clinical Practice and Community-Based Fieldwork. JAMA Ophthalmol. 2015; 133(8): 930-937.

Beck WR, Moke PS, Turpin AH, Ferris FL, Sangiovanni JP, Johnson CA et al. A computerized method of visual acuity testing: adaptation of the early treatment of diabetic retinopathy study testing protocol. Am J Ophthalmol. 2003; 135(2): 194-205.

Bennet AG. Ophthalmic test types. A review of previous work and discussions on some controversial questions. Br J Physiol Opt. 1965; 22(4): 238-71.

Bohigian GM. An Ancient Eye Test-Using the Stars. Surv Ophthalmol. 2008; 53(5): 536-539.

Boletín Oficial de la Junta de Andalucía. Consejería de Salud y Bienestar Social. Orden de 21 de septiembre de 2012, por la que se aprueba la Guía de Funcionamiento de los Establecimientos de Óptica. Capítulo II: Artículo 5 [en línea]. [Consultado en Junio 2017]. Disponible en: <http://www.juntadeandalucia.es/boja/2012/204/25>

British Standards Institution. Sub-committee M/48/4. Ophthalmic test types. Br J Ophthalmol. 1965; 49: 501-503.

Carkeet A. Modeling logMAR visual acuity scores: effects of termination rules and alternative forced-choice options. Optom Vis Sci. 2001; 78(7): 529-38.

Clasificación Internacional de Enfermedades. Clasificación de enfermedades y lesiones. Enfermedades del ojo y sus anexos. Alteraciones de la visión y ceguera. Ceguera y disminución de la agudeza visual [en línea]. [Consultado en Junio 2017]. Disponible en: http://eciemaps.msssi.gob.es/ecieMaps/browser/index_10_2008.html

Ferris III FL, Kassoﬀ A, Bresnick GH, Bailey IL. New Visual Acuity Charts for Clinical Research. *Am J Ophthalmol*. 1982; 84(1): 91-6.

García Aguado J, Sánchez Ruiz-Cabello FJ, Colomer Revuelta J, Cortés Rico O, Esparza Olcina MJ, Galbe Sánchez-Ventura J et al. Grupo PrevInfad/PAPPS. Infancia y Adolescencia: Valoración de la agudeza visual. *Rev Pediatr Aten Primaria*. 2016; 18(71): 267-74.

González Martín-Moro J, Hernández Verdejo J, Azurza Rivas G. Historia y prehistoria de los optotipos: de Alcor y Mizar al optotipo ETDRS. *Arch Soc Esp Oftalmol*. 2016; 91(11): e91-e92.

Hokoda SC. General binocular dysfunctions in an urban optometry clinic. *J Am Optom Assoc*. 1985; 56(7): 560-562.

Huurneman B, Boonstra FN. Assessment of near visual acuity in 0-13 year olds with normal and low vision: a systematic review. *BMC Ophthalmol*. 2016; 16(1): 215.

Katada Y, Negishi K, Waranabe K, Shigeno Y, Saiki M, Torii H et al. Functional Visual Acuity of Early Presbyopia. *PLoS ONE*. 2016; 11(3): 1-9.

Khamar BM, Vyas UH, Desai TM. New standardized visual acuity charts in Hindi and Gujarati. *Indian J Ophthalmol*. 1996; 44(3): 161-4.

Kitchin JE, Bailey IL. Task Complexity and Visual Acuity in Senile Macular Degeneration. *Aust J Optom*. 1981; 64(6): 235-242.

Kniestedt C, Stamper RL. Visual acuity and its measurements. *Ophthalmol Clin N Am*. 2003; 16(2): 155-170.

Laidlaw DAH, Tailor V, Shah N, Atamian S, Harcourt C. Validation of a computerized logMAR visual acuity measurement system (COMLog): comparison with ETDRS and the electronic ETDRS testing algorithm in adults and amblyopic children. *Br J Ophthalmol*. 2008; 92(2): 241-244.

Legge GE, Ross JA, Luebker A, LaMay JM. Psychophysics of reading. VIII. The Minnesota Low-Vision Reading Test. *Optom Vis Sci*. 1989; 66(12): 843-53.

Levi DM, Hariharan S, Klein SA. Suppressive and facilitatory spatial interactions in amblyopic vision. *Vision Res*. 2002; 42(11): 1379-94.

Levi DM, Song S, Pelli DG. Amblyopic reading is crowded. *J vis*. 2007; 7(2): 1-17.

Marín Ballesteros DM. Alternativas visuales en pacientes con baja visión. *Ciencia y Tecnología para la Salud Visual y Ocular*. 2009; 7(2): 115-28.

Miwa M, Iwanami M, Oba MS, Mizuki N, Nishida T. Comparison of LogMAR Eye charts with angular vision for visually impaired: the Berkeley rudimentary vision test vs LogMAR One target Landolt ring Eye chart. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2013; 251(12): 2761-7.

Nancy P, Molina M. Comparación de la efectividad de los optotipos Snellen y Bailey Lovie para medir la agudeza visual en pacientes entre cinco y doce años con ambliopía refractiva y ambliopía estrábica. *Ciencia y Tecnología para la Salud Visual y Ocular*. 2008; 10: 19-28.

National Academy of Science – National Research Council. Recommended standard procedures for the clinical measurement and specification of visual acuity. Report of working group 39. *Adv Ophthalmol*. 1980; 41: 103-148.

Organización Mundial de la Salud. Ceguera y discapacidad visual. Datos y cifras [en línea]. [Consultado en Junio 2017]. Disponible en: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs282/es/>

Radner W. Ophthalmologische Leseproben. Teil 1: Historische Aspekte. *Ophthalmologe*. 2016; 113(11): 918-924.

Rae S, Latham K, Katsou MF. Distance word acuity, critical print size and driving vision standards. *Clin Exp Optom*. 2015; 98(5): 459-463.

Ricci F, Cedrone C, Cerulli L. Standardized measurement of visual acuity. *Ophthalmic Epidemiol*. 1998; 5(1): 41-53.

Rosser DA, Laidlaw DAH, Murdoch IE. The development of a “reduced logMAR” visual acuity chart for use in routine clinical practice. *Br J Ophthalmol*. 2001; 85(4): 432-6.

Sheedy JE, Bailey IL, Raasch TW. Visual Acuity and Chart Luminance. *Am J Optom Physiol Opt*. 1984; 61(9): 595-600.

Sloan LL. New test Charts for the Measurement of Visual Acuity at far and Near Distances. *Am J Ophthalmol*. 1959; 48(6): 807-13.

Told R, Baratsits M, Garhöfer G, Schmetterer L. Early Treatment Diabetic Retinopathy Study (ETDRS) visual acuity. *Ophthalmologe*. 2013; 110(10): 960-5.

Varadharajan S, Srinivasan K, Kumaresan B. Construction and validation of a Tamil logMAR chart. *Ophthal Physiol Opt*. 2009; 29(5): 549-556.

Westheimer G. Scaling of visual acuity measurements. *Arch Ophthalmol*. 1979; 97(2): 327-30.